

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-315209

(43)Date of publication of application : 25.10.2002

(51)Int.Cl.

H02J 7/00
A61N 1/378
H01M 10/44
H02J 17/00

(21)Application number : 2001-110185

(71)Applicant : TERUMO CORP

(22)Date of filing : 09.04.2001

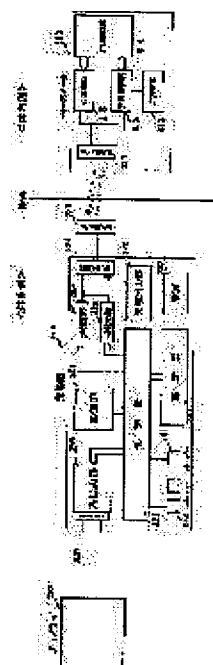
(72)Inventor : ISHIZUKA YOSHIZOU

(54) CHARGER AND SYSTEM FOR IMPLANTABLE RECHARGEABLE MEDICAL EQUIPMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a charging system for implantable rechargeable medical equipment where the implantable rechargeable medical equipment can be inspected or set up in a medical facility while the implantable rechargeable medical equipment is being charged.

SOLUTION: The charging system for implantable rechargeable medical equipment is so designed that a pacemaker 210 is coupled with a charger 220 and is charged. Further, even while the pacemaker 210 is charged, internal information can be read from the pacemaker 210 or various parameters required for the pacemaker 210 can be set up by changing the setting of a switching portion 223. Since internal information stored in medical equipment can be read out while the medical equipment is charged, the internal electrical energy is not exhausted, even if the internal information is frequently read out, and thus the medical equipment can be used for an extended time.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-315209

(P2002-315209A)

(43) 公開日 平成14年10月25日 (2002. 10. 25)

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
H 0 2 J 7/00	3 0 1	H 0 2 J 7/00	3 0 1 D 4 C 0 5 3
A 6 1 N 1/378		A 6 1 N 1/378	5 G 0 0 3
H 0 1 M 10/44		H 0 1 M 10/44	Q 5 H 0 3 0
H 0 2 J 17/00		H 0 2 J 17/00	B
			X

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2001-110185 (P2001-110185)

(22) 出願日 平成13年4月9日 (2001. 4. 9)

(71) 出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72) 発明者 石塚 宜三

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500 テルモ株式会社内

(74) 代理人 100076428

弁理士 大塚 康徳 (外3名)

Fターム (参考) 4C053 JJ23 KK05 KK10

5C003 AA01 AA04 GB08

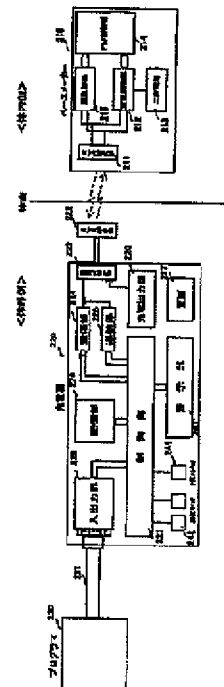
5H030 AS11 B801 D018

(54) 【発明の名称】 植え込み型充電式医療装置用充電器及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 本発明の植え込み型充電式医療装置用充電システムは、医療施設で植え込み型充電式医療装置の検査や設定を、充電したまま行えるようにすることを目的とする。

【解決手段】 本発明の植え込み型充電式医療装置用充電システムは、充電器220を連結してペースメーカ210に充電を行うと共に、充電時においてもペースメーカ210の内部情報の読み出しやペースメーカ210が必要とする各種パラメータを、切替部223の切替によって設定できる。また充電と共に、該医療機器に保存されている内部情報を読み出すことが出来るため、頻繁な内部情報の読み出しを行っても内部の電気エネルギーを消耗すること無く、該医療機器を長期間使用することが可能である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 電磁結合による経皮的充電機能を有する植え込み型充電式医療装置に対して電磁的エネルギーを供給する充電器と、

前記植え込み型充電式医療装置と通信可能な操作装置とを有し、

前記充電器は、前記植え込み型充電式医療装置に対する充電エネルギーの送出と、前記植え込み型充電式医療装置との間の通信とをそれぞれ行うためのコイルと、前記操作装置と前記通信を行うためのコイルとの間で信号を伝送する伝送手段とを具備することを特徴とする植え込み型充電式医療装置用充電器。

【請求項2】 電磁結合による経皮的充電機能を有する植え込み型充電式医療装置に対して体外から電磁的エネルギーを供給する充電器を有する植え込み型充電式医療装置用充電器であって、

前記充電器は、前記植え込み型充電式医療装置に対する充電エネルギーの送出と、前記植え込み型充電式医療装置との間の通信とをそれぞれ行うためのコイルと、前記植え込み型充電式医療装置の内部に保存されていた情報もしくは該情報に関連する情報を表示可能な表示手段とを備えることを特徴とする植え込み型充電式医療装置用充電器。

【請求項3】 前記充電器は、少なくとも前記充電エネルギーの送出に要する電気エネルギーを供給するための充電式電池を搭載していることを特徴とする請求項1項または2項記載の植え込み型充電式医療装置用充電器。

【請求項4】 前記充電器による充電は、前記充電エネルギーの送出において周期的な休止期間を有し、前記休止期間に前記通信が行われることを特徴とする請求項1項または2項記載の植え込み型充電式医療装置用充電器。

【請求項5】 前記充電器は前記操作装置からの通信信号を検出する手段をさらに有し、少なくとも前記通信信号に基づく通信に要する時間、前記充電エネルギーの送出を停止することを特徴とする請求項1項記載の植え込み型充電式医療装置用充電器。

【請求項6】 前記コイルは単一のコイルであり、前記充電エネルギーの送出と前記通信とで共用されることを特徴とする請求項4項または5項記載の植え込み型充電式医療装置用充電器。

【請求項7】 前記充電エネルギー送出のための信号と前記通信信号と周波数多重化した信号を前記コイルに印加することを特徴とする請求項6項記載の植え込み型充電式医療装置用充電器。

【請求項8】 請求項1項乃至7項に記載の植え込み型充電式医療装置用充電器と、電磁結合により前記充電器によって充電されるとともに前記充電器と通信する植え込み型充電式医療装置とを備えることを特徴とする植え込み型充電式医療装置用システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、生体内に埋め込まれて使用される生体内植え込み型充電式医療装置に対して、体外から電磁結合によって電気エネルギー供給を行う充電器及び充電システムに関する。特に、植え込み型充電式心臓ペースメーカや植え込み型充電式除細動器など、生体への刺激機能を有し電気エネルギー消費の多い生体植え込み医療機器に対して有効性が高い植え込み型充電式医療装置用充電器及びシステムに関する。

【0002】

【従来の技術】徐脈や頻拍など不整脈の症状を呈する心疾患の治療機器として、近年、植え込み型心臓ペースメーカ（以下、ペースメーカと記す）や植え込み型除細動器（以下、ICDと記す）などの植え込み型医療装置が広く用いられている。これらの治療機器は、半導体技術の進歩と共に低消費電力化と小型・軽量化が進められてきた。こうした素子自体の進歩と相俟って、機器を使用する患者へのより高いQOL（Quality Of Life）の提供を目的として、制御機能の複雑化や各種生体情報の記憶容量の増大による内部電子回路によるエネルギー消費も増加し、機器に使用される電池寿命はさほどの伸びは示していないのが現状である。例えばペースメーカにおいては、その電池寿命は4年から8年程度とされている。そのためペースメーカ患者は、電池消耗の都度ペースメーカの交換を余儀なくされ、それは経済的な負担を増加させるだけでなく、高齢者の患者に対して、感染症の危険をもたらす結果となっている。

【0003】このような問題を根本的に解決する手段として充電電池を搭載したペースメーカが提案されている（特開平5-317433「ペースメーカ」、特開平6-79005「ペースメーカ」、特開平7-246243「生体植え込み機器用経皮充電装置」、いずれも（株）カージオペーシングリサーチ・ラボラトリー）。この提案によれば、数ヶ月に1度の充電により、ペースメーカの電池寿命を少なくとも2倍以上に延長することが可能となる。

【0004】これらの充電式ペースメーカでは皮膚を介在して体表側のコイルから発生した電磁波をペースメーカ内部のコイルで受電し、整流および平滑を施した後、所定の電流値になるよう制御して充電電池に充電する。充電時間はこの充電電池の電池特性によって最短時間が決まり、リチウムイオン電池においては完全放電状態から満充電状態まで概ね1～4時間程度が要求される。ペースメーカ患者は通常3～6ヶ月に1度の割合で定期検診を受ける。そのため、充電を定期検診時に行うことが、患者にとって通院の手間を省き、また病院にとっては患者管理の手間を省くことになる。また、充電時間は充電式ペースメーカに内蔵される二次電池の電池に蓄電する電気量に比例するため、短い間隔で充電を行えば充電時間も短くなり、更には充電の全エネルギーも少なくて済む

ので、充電器の電源も小容量のものとなり小型化が可能である。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】定期検診時には患者に植え込まれているペースメーカーの動作状態を把握するため、一般にプログラマと呼ばれる操作装置を用いて内部情報を読み出し、必要に応じて制御条件の変更などのために、ペースメーカーに情報の書き込みを行ったりする。そのためにはペースメーカー植え込み部位の体表上にプログラマの通信コイルを内蔵するプローブヘッドを載せ、植え込まれているペースメーカーと経皮通信を行う必要がある。ところで前述のように、医療施設での充電には1〜4時間程度が要求されるが、この間は充電コイルを内蔵する充電ヘッドがペースメーカー植え込み部位の体表上に装着されている。そのためプログラマの使用は充電前に行うか、あるいは充電終了後に行うかしなければならない。このことは、充電用プローブと通信用プローブの交換に時間を要し、また、通信のための時間がさらに必要なことから、患者により長い施設滞在を強いることになるとともに、医療施設側においても、患者対応時間の長時間化をもたらすことになる。

【0006】一方、医療施設での充電時間を減らす方策としては、家庭における患者自身あるいは家族などの介護者による充電が考えられる。このような形態は、充電の頻度を高めることができる。この結果、充電間隔が短縮されて1回で充電すべき電荷が減少し、1回当たりの充電時間を減らすと同時に浅い充放電となるため、二次電池へのストレスが減少し劣化を低下させるという利点がある。しかしながら、充電の頻度が高くなることが望ましいとは言え、患者にとっては単なる負担の増大となりかねない。

【0007】本発明はこのような事情を鑑みて考案されたものであり、定期検診時などにおける植え込み型充電式医療装置への充電において、植え込み型充電式医療装置のための操作装置の操作に何ら制限を与えず、迅速な設定を可能にするものである。また、植え込み型充電式医療装置への日常的な充電において、患者自身の健康管理にも役立つようなサービス機能を付与するものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の植え込み型充電式医療装置用充電システムは、前述の課題を解決するために次のような構成を有する。

【0009】電磁結合による経皮的充電機能を有する植え込み型充電式医療装置に対して電磁的エネルギーを供給する充電器と、前記植え込み型充電式医療装置と通信可能な操作装置とを有し、前記充電器は、前記植え込み型充電式医療装置に対する充電エネルギーの送出と、前記植え込み型充電式医療装置との間の通信とをそれぞれ行うためのコイルと、前記操作装置と前記通信を行うた

めのコイルとの間で信号を伝送する伝送手段とを具備する。

【0010】あるいは本発明の他の側面によれば、電磁結合による経皮的充電機能を有する植え込み型充電式医療装置に対して体外から電磁的エネルギーを供給する充電器を有する植え込み型充電式医療装置用充電器であって、前記充電器は、前記植え込み型充電式医療装置に対する充電エネルギーの送出と、前記植え込み型充電式医療装置との間の通信とをそれぞれ行うためのコイルと、前記植え込み型充電式医療装置の内部に保存されていた情報もしくは該情報に関連する情報を表示可能な表示手段とを備える。

【0011】さらに好ましくは、前記充電器は、少なくとも前記充電エネルギーの送出に要する電気エネルギーを供給するための充電式電池を搭載している。

【0012】さらに好ましくは、前記充電器による充電は、前記充電エネルギーの送出において周期的な休止期間を有し、前記休止期間に前記通信が行われる。

【0013】さらに好ましくは、前記充電器は前記操作装置からの通信信号を検出する手段をさらに有し、少なくとも前記通信信号に基づく通信に要する時間、前記充電エネルギーの送出を停止する。

【0014】さらに好ましくは、前記コイルは単一のコイルであり、前記充電エネルギーの送出と前記通信とで共用される。

【0015】さらに好ましくは、前記充電エネルギー送出のための信号と前記通信信号とは互いに異なる周波数の信号であり、それらを多重化した信号を前記コイルに印加する。

【0016】あるいは本発明の他の側面である植え込み型充電式医療装置用システムは、上記いずれかの植え込み型充電式医療装置用充電器と、電磁結合により前記充電器によって充電されるとともに前記充電器と通信する植え込み型充電式医療装置とを備える。

【0017】

【作用】上記構成により、電磁結合による経皮的充電機能を有する植え込み型充電式医療装置（以下、医療装置）に対して、該医療装置の植え込み部位の体表に設置された充電器の充電コイルが、電磁結合による電気エネルギー供給を行う。充電器に備えられた通信コイルは、伝送手段によって操作装置との間で信号を伝送することができるため、充電コイルを外すことなく、操作装置との通信が可能となる。

【0018】また、本発明の植え込み型充電式医療装置用充電システムでは、電磁結合による経皮的充電機能を有する植え込み型充電式医療装置（以下、医療装置）に対して、該医療装置の植え込み部位の体表に設置された充電器の充電コイルが、電磁結合による電気エネルギー供給を行う。充電器に備えられた通信コイルは、植え込み型充電式医療装置の内部に保存されている情報を読み

出し、充電器に備えられた表示手段に読み出された情報もしくはその情報に関連する情報を表示する。そのため、医療装置の情報の読み出しを行うと同時に充電も行うことができるため、電池消耗を気にすること無く日常的に情報読み出しが可能となるばかりでなく、内部の電池に充電する機会が増え、充電し忘れなどの問題を解消することができる。

【0019】充電器の電源として充電式電池を用いれば、商用電源からの電源コードを接続すること無く充電操作ができるため、簡便な操作が可能となる。更に、充電器の電気エネルギーが消耗した場合には、この充電式電池を取り外して充電を行い、再び装着して用いることにより、経済的な使用法が可能となる。

【0020】充電エネルギーの送出において周期的な休止期間を有することによって、この休止期間中に通信信号を医療装置に送信あるいは受信することにより、充電と通信をほぼ並行して行うことが可能となる。他の方法としては、充電器に備えられた通信信号を検出する手段が操作装置から通信信号を検出することにより、この通信信号に必要となる通信時間、充電エネルギーの送出を停止することにより、充電エネルギーの干渉を受けることなく通信が可能となる。これらの方式によれば、充電と通信が同時に行われることが無いため、通信用コイルと充電用コイルの共用が可能となり、充電器は小型化させることができる。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を、植え込み型医療装置として充電式心臓ペースメーカを例に、図面を参照して具体的に説明する。

【0022】（第1実施形態）図1は本発明の第1の実施形態を示す。ペースメーカ110には充電用の体内側充電コイル111と充電制御部112が備えられ、体外から伝送される充電用の交流磁界を受電し、整流と平滑を行った後、二次電池113に充電を行う。二次電池113はペースメーカ全体のエネルギー源となる。二次電池としてはリチウムイオン電池が容積当たりのエネルギー密度の点で望ましい。その場合、充電制御は定電流一定電圧充電が適している。この制御方式においては、二次電池電圧が最大電池電圧、例えば4.1Vになるまでは定電流で充電を行い、4.1Vに達した時点からは定電圧で充電する。そして、所定の電流値、例えば定電流充電時の1/40の電流まで下がった時点で充電を終了する。

【0023】PM制御部114は一般的なペースメーカに内蔵されている制御回路であって、ペースメーカとしての基本機能である生体への刺激出力、生体からの電気信号のセンシングなどを行う他、外部のプログラマ130との通信の制御を行う。通信回路115は通信コイル116から入力される電磁波を復調してPM制御部114に出力する。PM制御部114では、通信信号を解釈して、通信コマンドに対応する処理を実行する。通信コマンドがペー

スメーカ内部のデータ読み出し等、レスポンスを要求するものである場合、PM制御部114はレスポンス信号を通信回路115に出力し、通信周波数に変調した後、通信コイル116からプログラマ側に送信を行う。

【0024】体外の充電器120はペースメーカ110に対して充電を行うための体外側充電コイル121と、プログラマ130とペースメーカ110が通信を行うための体外側通信コイル122を有している。これらのコイルは1つのプローブに近接して配置されたものが用いられる。特に、充電コイルと通信コイルが同心円上に配置された形式が、実装密度上、有利である。充電器120には更に、切り替えスイッチ123が備えられている。このスイッチが充電側へ倒れている時は、充電器120に内蔵されている充電出力部124が体外側充電コイル121に交流電圧を加え、交流磁界をペースメーカ側に対して発生する。具体的には、電源125の直流電圧をプッシュプル形式のドライバ回路を用いて数10kHz程度の交流信号で変調すれば良い。電源125としては商用電源からACアダプタを用いて直流の低電圧を得ても良いが、電池を用いた方が、安全性、取り扱いやすさの点から望ましい。電池として二次電池を用いれば、経済的な効果もある。

【0025】充電の途中で切り替えスイッチ123を通信側へ切り替えれば、充電コイルへの出力は遮断され、代わりにプログラマの信号ラインが体外側通信コイル122につながる。この状態ではプログラマ130とペースメーカ110との通信が可能となる。通信が終了したならば、切り替えスイッチ123を充電側に戻すことで、再び充電が実行される。充電器120はハンドヘルドタイプの小型なもので実現できるが、プログラマ130は通常は5kg以上の重量があるため、図1のままでは充電中、患者は行動の制約を受けることになる。しかし、通信を行わない場合は、プログラマ130との接続手段（コネクタ、ケーブル等）131を外しておくことにより、患者は自由に歩き回ることも可能となる。なお、切り替えスイッチ123は操作者が手動で切り替える機械的なスイッチであっても良いが、プログラマ130から遠隔的に切り替え可能な半導体やリレーといった電子的なスイッチであっても良い。

【0026】このように充電器において通信と充電とを切り替えることにより、充電器のプローブをペースメーカに充電するための体表の所定位置（例えばペースメーカ直上部）に装着することで、必要に応じてプログラマを充電器経由でペースメーカと接続することができ、プローブの交換を行うこと無しに必要な通信を行わせることができる。このため、充電と通信とを異なるプローブを用いる場合に比べて、短時間で必要な充電及び通信を行うことができる。

【0027】さらに、本実施形態では、ペースメーカとして従来のペースメーカをそのまま使用することができ、ペースメーカの利用者である患者に経済的な負担を

かけずに済む。

【0028】(第2実施形態)図2は本発明の第2の実施形態を示す。この実施形態では、ペースメーカ210には充電用と通信用の双方を共用した体内側コイル211が備えられ、体外から伝送される充電用の交流磁界の受電と、体外との通信が1つのコイルで実行される。このコイルには充電制御部212と通信回路215の両方が接続される。第1実施形態では、充電の制御は専らペースメーカ内部でのみ行う方式であったが、図2のシステムでは、ペースメーカ210は、充電時におけるペースメーカ内部の電池電圧や充電電流を体外の充電器220に伝送し、体外の充電器220で適正な充電電流となるよう充電器の出力レベルを制御する。この方法では、充電器220は、体外側コイルとペースメーカとの距離による充電エネルギー効率の変化に応じて充電出力を調整するので、結合の良い時に必要以上に充電エネルギーを上げることが無く、安全で高効率な充電制御が可能となる。

【0029】この実施形態における体外側コイルに発生する電圧波形を模式的に描いたものを図3に示す。充電出力波形は一定間隔で休止期間が設けられたバースト状を呈している。通信は休止期間内に行われる。リアルタイム心電波形伝送のような特殊なものを除けば、1休止期間中に伝送される情報量は数100ビット程度であるため、通信の伝送速度を9600bps程度とすれば休止期間は100〜200ms程度あれば充分である。充電のデューティ比をなるべく多くする上では、充電バーストと休止期間を合わせた1周期は1〜2秒程度が適当である。充電制御中は、休止期間にはペースメーカ側から内蔵二次電池に流れる充電電流や二次電池電圧などの計測データ(充電情報)がペースメーカ210から充電器220に送信されるとともに、プログラマ230とペースメーカ210との間の通信信号も充電器220とペースメーカ210との間で交換される。

【0030】ペースメーカに内蔵されている体内側コイル401(211)周辺の詳細を図4に示す。充電バースト期間には、充電器220は、切替回路223を充電出力部226と体外側コイル222とを接続するように切り替え、充電出力部により発生された充電バーストは、体外側コイル222に印加される。電磁誘導により充電バーストが体内側コイル401に入射すると、ダイオードブリッジ402によって直流化されて充電制御回路403に送られる。充電制御回路403では定電流・定電圧制御により二次電池を充電する。充電バースト期間中の定められた時点で、充電電流と二次電池電圧がPM制御部214で読みとられ、PM制御部214内のメモリに記憶される。

【0031】充電器220には、図2に示すとおり制御部221が内蔵されている。この制御部221はマイクロプロセッサを用いるのが望ましい。制御部221には受信部224と送信部225からなる通信回路が接続されている。充電制御中は、休止期間にペースメーカ210から送信される充

電電流等の情報が体外側コイル222で受信され、切り替え回路223を経由して受信部224に入力され、復調後、デジタル変換されて制御部221で解読される。制御部221は検出された充電電流に基づいて、次のサイクルの充電バースト出力を充電出力部223に指示する。充電バースト出力時は切り替え回路223を充電出力側に自動切り替える。

【0032】すなわち、充電制御中、所定の充電バースト期間が経過して休止期間となったなら、充電器220は、受信部224及び送信部225と体外側コイル222とを接続するように切替回路223を切り替える。ペースメーカ210は、充電バースト期間の終了を充電バーストの停止により知得すると、充電制御回路403とダイオードブリッジ402との電気的な接続を切断する。そして、計測されたPM制御部214内のメモリに記憶された充電電流値と二次電池電圧値とを充電情報として送信回路405に送る。この充電情報の信号はドライバ406で増幅された後、コイル401で体外へ伝送される。通信中は充電制御回路とダイオードブリッジ402間の接続は断たれているので、ドライバ出力はダイオードブリッジを通して充電制御回路側に流れることは無く有効にコイルから出力される。

【0033】一方、充電器220において、コイル401から伝送された信号は体外側コイル222から切替回路223を介して受信部224に受信され、制御部221に入力される。制御部221は、受信した充電情報を参照して、ペースメーカ210に対して、充電電流及び二次電池電圧が所定の値になるように充電出力部226の出力を制御する。

【0034】さらに、ペースメーカは、充電バーストが無く、かつ、充電器に対して充電情報の送信を終えると受信状態となる。また充電器220は、充電バーストが無く、かつ、ペースメーカ側からの送信が無い状態では、プログラマ230によりあらかじめ格納された情報をペースメーカ210に対して送信する。体外から通信信号がペースメーカ210のコイル401に入力された場合には、リミッタ407を通して増幅器408に入力され、増幅された後、受信回路409で復調処理される。復調されデジタル化された信号はPM制御回路214に送られ、コマンドの解読が行われる。

【0035】このようにして、充電バースト期間のインタバルを利用して、ペースメーカは充電器との間で通信を行うことができる。

【0036】次に本実施形態における、充電中のプログラマによる通信操作について説明する。制御部221には、プログラマ230を接続するための入出力部228が接続されている。プログラマ230から伝送ケーブル231を経由して通信コマンドがこの入出力部228に入力されると、制御部221に割込要求を出力する。制御部221はこの割込要求を受け付けると、入出力部に入力される通信コマンドを記憶部229に一時的に保存する。この通信コマンドは、前述したように、充電休止期間に送信部225を経て

通信周波数に変調され、ペースメーカ210に送信される。この時、送信信号がペースメーカ側から送信される充電情報の信号と干渉しないようにする必要がある。そのため、前述したように受信側が送信信号の停止を検知したなら送信に転ずるといった動的な制御を行うこともできるが、休止期間を2分割して、プログラムの通信の時間帯と充電情報の受信の時間帯を分けておくといった静的な制御を行うこともできる。プログラムの通信コマンドがレスポンスを要求する種類の場合は、通信コマンド送信後以降の休止期間、充電器の通信回路は受信状態となる。受信したレスポンスは記憶部229に格納しておき、充電終了後、プログラム230によって読み出される。尚、ペースメーカで用いられる通信は通常、半二重双方向通信であるため、送信と受信が同時に行われることは無い。

【0037】本実施形態の充電器は通信機能が備わっており、また、マイクロプロセッサを用いているため、高度な処理も可能である。そのため、プログラム230を外した状態においても、ペースメーカにコマンドを送信し、任意の情報をペースメーカから得ることが可能である。更に、図示されている表示部240を備えることによって、ペースメーカから読み出された情報を充電器上に画面に表示させることができる。表示部240は汎用のLCD（液晶表示器）とLCD制御ICによって構成可能である。このような構成にすることで、充電器を用いる際、手軽にペースメーカ内部情報を読み出すことが可能である。読み出す内部情報としては、電池電圧、心拍数、心拍数の日内変化データ、ペースング比率など、専門的な知識が無い患者にも役立つような情報とすることで、患者の健康管理の一助とすることが可能となる。

【0038】具体的には制御部221内のROMにペースメーカ内部情報読み出し表示プログラムを記述し、アクセススイッチ241が押下されたことを検出して、該プログラムを実行させる。もし、読み出し情報を、いくつかのカテゴリーの中から選択するのであれば、選択スイッチ242を備えておき、押下されたスイッチに対応した情報を読み出し、表示するようにすれば良い。

【0039】以上のようにして、所定長のバースト期間に分割して充電を間欠的に行い、そのバースト期間の休止期間においてペースメーカから充電電圧や電流値を含む充電情報をフィードバックすることで、その充電情報に応じて一次側コイルに印加すべき電圧等を制御して、安全かつ高効率に充電を行うことができる。

【0040】さらに、その休止期間において、あらかじめ充電器に格納しておいた、プログラムにより入力されたコマンドをペースメーカに送信でき、必要に応じてコマンドに対する応答をペースメーカから得ることができる。こうして、充電の終了とともに、ペースメーカのパラメータの書き換えやペースメーカからのデータの取得も完了させることができ、余計な負担を患者にかけるこ

ともない。

【0041】さらに、充電器を患者自身が保持し、必要に応じて病院等に設置されたプログラムによって充電器の記憶部に、ペースメーカに対して送信するコマンドを書き込んでおくこともできる。このようにすることで、患者自身が自宅でペースメーカへの充電作業をした場合にも、必要な情報を充電器に収集・格納しておくことができ、より患者及び病院の負担を軽減できる。格納した情報は、充電器の表示部によって見る事ができる。さらに患者の通院時等にプログラムに読み込ませてよいし、電気通信組織によって送信することもできる。

【0042】（第3実施形態）以上の実施形態では、通信を充電の休止期間内で行うようにしていたが、休止期間を設けず、連続的な充電出力中でも通信を行わせるような方法もとることが可能である。図5にそのための構成の一例を示す。この図5は、第2実施形態の図2における切り替え回路223を取り除き、受信回路入力部にフィルタ回路502を配置したものである。また、充電出力回路508及びドライバ506は高出力インピーダンス即ち定電流出力形式である。通常、ペースメーカの経皮充電においてはチタンケースの渦電流損を増加させないために、10~20kHz程度の周波数が用いられる。一方、通信においては、渦電流損が増加しても情報伝送速度を重視する立場から100kHz以上の周波数が用いられる。このように両者の周波数帯はかなり離れているため、フィルタによって分離することが可能である。

【0043】図5において、フィルタ回路502は通信周波数に同調するよう調整され、充電周波数成分は充分抑圧されてペースメーカ側から送信される通信信号がフィルタ回路502によって取り出される。その信号はリミッタ回路503、増幅器504を介して受信回路505によって、復調されて制御部に送信される。そのため、充電出力回路508から充電のための高レベルの交流電圧が連続的に出力されていても、ペースメーカ側から送信される通信信号を検出することが可能である。

【0044】一方、送信においては、ドライバ506の出力形式を高インピーダンス、即ち定電流出力形式でコイル501をドライブすれば、コイルに加わっている充電出力電圧に影響されることなく、通信出力をコイルに重畳させることが可能となる。尚、送信中においては、増幅器504が働かないようにパワーダウンしておくことで、システム内の無用な電力消費を抑えることができる。

【0045】図5は充電器側についての説明であるが、ペースメーカ内部についても同様な考え方で通信回路を構成すれば良い。すなわち、図4においては、リミッタ407はコンデンサC1によりコイル401と結合されているが、このコンデンサC1に代えて、フィルタ501と同じ特性のフィルタを用いる。またドライバ406は高出力インピーダンス即ち定電流出力形式としておく。

【0046】このように構成することで、充電器とペー

*療装置に保存されている情報を読み出すことが可能となり、電池消耗を気にすること無く日常的に情報読み出しが可能となる。

【0051】さらに、内部の電池に充電する機会が増え、充電し忘れなどの問題を解消することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の第１の実施形態の植え込み型充電式医療システムのブロック図である。

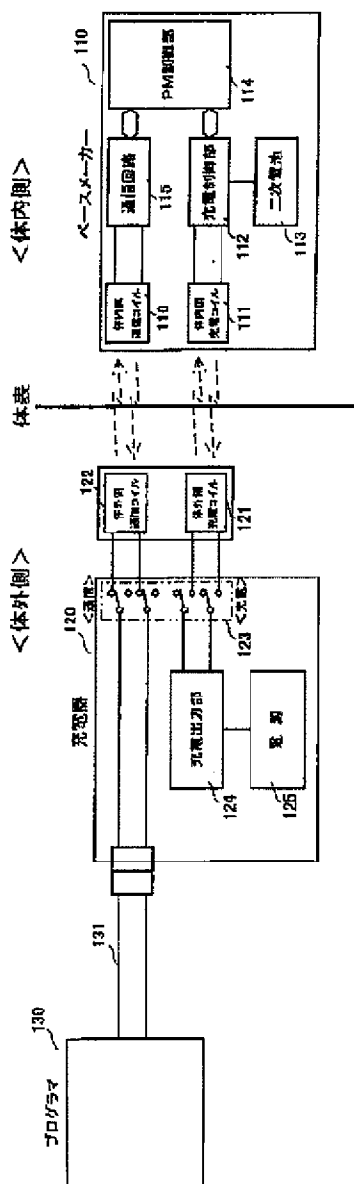
【図 2】本発明の第 2 の実施形態の植え込み型充電式医療システムのブロック図である。

【図3】本発明の充電波形の一例を示す図である。

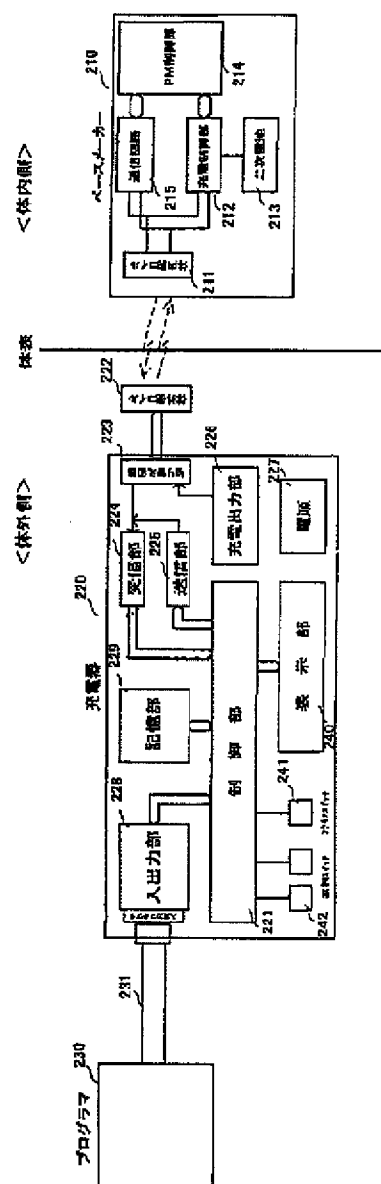
【図4】第2実施形態の植え込み型充電式医療装置のコイル周辺回路のブロック図である。

【図5】第3実施形態の植え込み型充電式医療装置のための充電器のコイル周辺回路のブロック図である。

【図1】



【図2】



【図5】

